

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
18. August 2005 (18.08.2005)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2005/075994 A2

(51) Internationale Patentklassifikation⁷: **G01N 33/543**

85635 Höhenkirchen (DE). MEIXNER, Hans [DE/DE]; Max-Planck-Str. 5, 85540 Haar (DE). HAINDL, Corinna [DE/DE]; Peter-Auzinger-Str. 17, 81547 München (DE).

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/050343

(74) Gemeinsamer Vertreter: SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT; Postfach 22 16 34, 80506 München (DE).

(22) Internationales Anmeldedatum:
27. Januar 2005 (27.01.2005)

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(30) Angaben zur Priorität:
10 2004 005 710.9 5. Februar 2004 (05.02.2004) DE

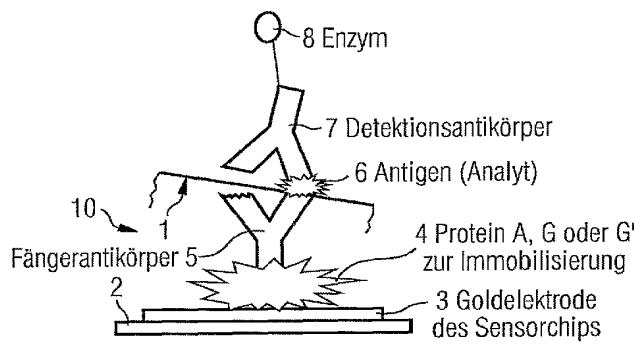
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): SIEMENS AKTIENGESELLSCHAFT [DE/DE]; Wittelsbacherplatz 2, 80333 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): SIMON, Elfriede [DE/DE]; Winthir Str. 18, 80639 München (DE). FLEISCHER, Maximilian [DE/DE]; Schlossangerweg 12,

(54) Title: BIOSENSOR AND METHOD FOR OPERATING THE LATTER

(54) Bezeichnung: BIOSENSOR UND VERFAHREN ZU DESSEN BETRIEB



(57) Abstract: The invention relates to a biosensor for detecting an antigen (6) using an antigen/antibody coupling, said sensor consisting of the following elements: a silicon substrate (2), at least one interdigital electrode pair structure (12) that is located on the silicon substrate (2), whereby the electrode pair (13) is interspaced at a maximum distance of 1.0 ?m; a counter-electrode (11) that is located on the silicon substrate (2); a reference electrode (9); a first layer consisting of protein (4), which at least covers the interdigital electrode structure (12); a selective second protein layer that is applied to the first layer and contains a capture antibody (5), which is selected specifically with respect to the antigen (6) to be detected and to which the antigen can be coupled. According to the invention, a sensor signal can be read on the interdigital electrode structure (12), if the antigen (6) is coupled to the capture antibody (5) by means of a sample to be analysed that comes into contact with the biosensor and a redox reactive molecule is enzymatically released on the sensor surface (1) by means of an enzyme-marked detection antibody (7) that is likewise coupled to the antigen (6).

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2005/075994 A2



GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

Veröffentlicht:

- ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

(57) Zusammenfassung: Biosensor zur Detektion eines Antigenes,(6) mittels einer Antigen/Antikörper-Kopplung, der aus folgenden Elementen besteht: einem Siliziumsubstrat (2), - mindestens einer auf dem Siliziumsubstrat (2) aufgebrachten interdigitalen Elektrodenpaarstruktur (12) mit einer Beabstandung der Elektrodenpaare (13) von maximal 1,0 µm, - einer auf dem Siliziumsubstrat (2) aufgebrachten Gegenelektrode (11), einer Referenzelektrode (9), - einer zumindest die interdigitale Elektrodenstruktur (12) überdeckende ersten Schicht aus Protein (4), einer über der ersten Schicht aufgebrachten selektiven zweiten Proteinschicht die einen entsprechend dem zu detektierenden Antigen (6), ausgewählten Fängerantikörper (5) enthält mit dem das Antigen koppeln kann, - wobei ein Sensorsignal an der interdigitalen Elektrodenstruktur (12) auslesbar ist, wenn durch eine mit dem Biosensor in Kontakt stehenden zu analysierenden Probe das Antigen (6) an den Fängerantikörper (5) gekoppelt ist und mittels eines enzymmarkierten ebenfalls mit dem Antigen (6) gekoppelten Detektionsantikörpers (7) eine enzymatische Freisetzung eines redoxreaktiven Moleküls an der Sensoroberfläche (1) erfolgt.

Beschreibung

Biosensor und Verfahren zu dessen Betrieb

- 5 Die Erfindung betrifft einen Biosensor der mit einer Be-
schichtung zum Nachweis von Antigen/Antikörper-Reaktionen
ausgestattet ist.

In der modernen Analytik und vor allem in der modernen klini-
10 schen Diagnostik wird die Nachfrage nach einfachen und
schnellen Testmethoden, die dazu sehr kostengünstig sind, im-
mer größer. Insbesondere Systeme die eine große Anzahl von
Analysen in kurzer Zeit bestimmen können, wie beispielsweise
high throughput screening Methoden, z.B bei der Arzneimittel-
15 produktion, Umwelt- oder Lebensmittelanalytik, oder viele
verschiedene Analyten (z.B. mittels Sensorarrays) annähernd
gleichzeitig untersuchen und unterscheiden können, z.B. zur
Differenzierung von Analyten zur Differentialdiagnostik, sind
dabei gefragt. Im Fokus des Interesses sind vor allem Test-
20 systeme die klein und portabel sind und sich zum Einmal-
gebrauch eignen.

Antigen/Antikörper-Reaktionen zeichnen sich ganz besonders
durch eine sehr hohe Selektivität sowie Sensitivität aus. Die
25 Spezifität dieser Antigen/Antikörper-Reaktionen kann in der
Entwicklung neuer Technologien, sogenannter Immunosensoren,
genutzt werden. Dabei wird durch den Einsatz entsprechender
Transducer das molekulare Bindungsereignis zwischen einem An-
tikörper und einer nachzuweisenden Substanz (Antigen) in ein
30 makroskopisch messbares Sensorsignal verwandelt. Als nachzu-
weisende Substanzen können alle bindungsfähigen Moleküle ver-
wendet werden, die mit einem Antikörper koppeln. Unter Anti-
gen wird allgemein ein artfremder Stoff verstanden, der im
Körper die Bildung von Antikörpern gegen sich selbst hervor-
35 ruft.

Ein Allergen ist ein eine Allergie auslösender Stoff, wie z. B. Blütenstaub, Haare, Staub, usw, der eine Allergie bei Menschen hervorrufen kann, die gegen solche Stoffe besonders empfindlich sind. Die Allergie ist somit eine krankhafte Reaktion des Körpers auf bestimmte körperfremde Stoffe.

Ein Antikörper ist ein im Blutserum feststellbarer Schutzstoff (Protein), der als Reaktion auf das Eindringen von Antigenen hin gebildet wird.

Die Antigen-Antikörper-Reaktion bedeutet eine Verbindung eines Antigenes mit dem spezifischen gegen dieses Antigen gerichteten Antikörper zum Antigen-Antikörper-Komplex (Immunkomplex).

Für den Nachweis verschiedener Antigene existieren unterschiedliche Methoden zur Detektion der Antigen/Antikörper-Reaktion. Nachfolgend werden die verschiedenen Ausleseverfahren kurz erläutert:

Piezoelektrische Immunosensoren beruhen auf massensensitiven Schwingquarzen, die als Transducer dienen. Die Änderung der massenabhängigen Resonanzfrequenz des Quarzes gibt Auskunft über die Menge an gebundenem Analyten auf dem Quarz [VI].

Potentiometrische Immunosensoren werten die durch die Antigen/Antikörper-Reaktion entstandene Potentialverschiebung an einer Elektrodenoberfläche aus [III].

Optische Immunosensoren [V; IV]

a. direkte Messmethoden: z.B. durch Ellipsometrie oder Oberflächenplasmonenresonanz wird aus der Schichtdicken-Zunahme durch Ausbildung des Affinitätskomplexes auf die Menge an gebundenem Analyt geschlossen.

b: Indirekte Messmethoden: hierbei wird zur Detektion eines messbaren Signals eine Markierung, d.h. eine chemische Modifizierung einer der Immunokomponente benötigt.

b.1.:Radioimmunoassay ist dieser Marker ein radioaktives Isotop, durch Messung des Isotopenzerfalls wird die Konzentration

on an gebundener markierter Substanz bestimmt. Häufiger wird jedoch ein optisches Signal erzeugt.

b.2. Fluoreszenzimmunoassay beispielsweise trägt eine Immuno-
komponente einen Fluoreszenzmarker, die Intensität der Fluo-
reszenz führt zum Sensorsignal.

b.3. Enzymimmunoassays basieren auf der Existenz eines enzym-
markierten Reaktionspartners.

Die Enzyme katalysieren nach Zugabe eines geeigneten Sub-
strats eine Spaltungsreaktion zu einem optisch aktiven Mole-
kül. Die Auslesung des Sensorsignals erfolgt dann entweder
photometrisch, d.h. eine Farbreaktion wird detektiert oder
durch Chemilumineszenz.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde einen Biosensor zum
Nachweis einer ausgewählten Antigen/Antikörper-Reaktion und
ein Betriebsverfahren bereitzustellen, womit eine Vielzahl
von Analyten mit hoher Empfindlichkeit detektierbar sind.

Die Lösung dieser Aufgabe geschieht jeweils durch die ent-
sprechende Merkmalskombination von Anspruch 1 oder 8. Vor-
teilhafte Ausgestaltungen sind den Unteransprüchen zu entneh-
men.

Der Erfindung liegt die allgemeine Erkenntnis zugrunde, dass

- Anitgen/Antikörper-Reaktionen mit einem enzymgekoppelten Detektionsantikörper markiert werden können,
- spezielle Proteine wie beispielsweise Protein A, G, oder G'
- eine gerichtete Bindung der Antikörpermoleküle verursacht,
- ein Redoxrecycling durch enzymatische Abspaltung von bei-
spielsweise pAP (para aminophenol) an IDS induziert werden kann,
- zur elektrochemischen Auslesung des Redoxrecycling eine Ge-
genelektrode und eine Referenzelektrode notwendig sind,

Im Folgenden werden anhand von schematischen, die Erfindung nicht einschränkende Zeichnungen, Ausführungsbeispiele beschrieben:

5 Figur 1 zeigt einen schematischen Aufbau des Testsystems basierend auf einer Antigen/Antikörper-Reaktion auf den Goldelektroden des Biochips,

10 Figur 2 zeigt Elektrodenvorgänge an den Interdigitalelektroden bei der amperometrischen Auslesereaktion mit p-Aminophenol,

Figur 3 zeigt einen schematischen Aufbau eines Messplatzes zur Auslesung des Sensorchipssignales,

15 Figur 4 zeigt die Schematische Darstellung des verwendeten Sensorchips mit Referenzelektrode, Steckerkontakt für Mikropotentiostaten und Vergrößerung des Silicium-chips mit Interdigitalstrukturen und Gegenelektrode,

20 Figur 5 zeigt einen schematischen Aufbau einer Interdigitalstruktur,

25 Figur 6 zeigt ein Beispiel eines Sensorsignals mit positiver (Protein A, Maus IgG, Anti-Maus IgG (AP)) und negativer Probe (Protein A, Maus IgG).

Aufbau eines elektronisch auslesbaren Biosensors mit entsprechenden Eigenschaften zum Nachweis einer Antigen-Antikörper-Reaktion:

- Die Siliziumchips, die über eine Leiterplatte mit dem Auslesegerät kontaktiert werden, tragen je nach Layout eine unterschiedliche Anzahl an interdigitalen Elektrodenstrukturen 35 12, die paarweise angeordnet sind, also immer Anode/Kathode, und je nach Chiplayout einen variablen Durchmesser haben, wo-

bei auf einem Chip immer der gleiche Durchmesser verwendet wird). Die kammartigen Elektrodenfinger der Interdigitalstrukturen weisen dabei immer eine Breite von 1 µm und einen Abstand der Elektrodenpaare von maximal 1,0 µm auf, zudem be-

5 findet sich eine Gegenelektrode 11 aus Gold auf dem Chip. Die Ag/AgCl Referenzelektrode 9, gegen welche das Elektrodenpotential eingestellt wird, befindet sich nicht auf dem Chip, sie ist in das Flusssystem integriert und kann optional aber auch on Chip realisiert sein.

10 - Die Immobilisierung des Antikörpers 5 erfolgt auf den Goldelektroden des Sensorchips. Dies geschieht in Abhängigkeit von der Art des Antikörpers 5 mit Hilfe einer Proteinschicht aus Protein A, G oder G'.

- Das nachzuweisende Antigen 6, der Analyt, wird mittels 15 Antigen/Antikörper-Kopplung an den auf dem Biochip immobilisierten Antikörper 5 binden.

- Diese Bindung wird mittels eines enzymmarkierten zweiten Antikörpers 7 nachgewiesen.

20 - Die elektrische Auslesung des Sensorsignals erfolgt mit einem Multichannel Potentiostaten, womit ein konstantes Potential an die Interdigitalelektrodenpaare angelegt wird, nach enzymatischer Freisetzung eines redoxreaktiven Moleküls (wie beispielsweise p-Aminophenol) an der Sensoroberfläche 1.

25 Der Biosensor basiert auf einem Siliziumchip mit Gold-Interdigitalstrukturen, **Fig 4**, im Mikrometerbereich, wobei der Elektrodenpaarabstand kleiner ist als 1 µm ist. Lit [I] und [II].

Durch folgenden Schichtaufbau auf den Gold- 30 Interdigitalstrukturen des Biochips soll der Antigen-Nachweis realisiert werden, **Fig 1**.

Chipbeschichtung:

Erster Schritt ist die Herstellung einer Proteinbasisbeschichtung, die durch Adsorption von z.B. Protein A, G, G' oder L direkt auf der Goldoberfläche der Interdigitalstruk-

tur erfolgt, wobei die Wahl des Proteins abhängig ist von der Art des Fängerantikörpers 5.

Zweiter Schritt ist die gerichtete Bindung des Fängerantikörpers 5 an die erste Proteinbasisschicht. Damit wird eine definierte und hoch selektive Chipoberfläche geschaffen.

Messung zur Detektion des Antigens bzw. des Analyten:

Nach der Kontaktierung der Chipoberfläche 1 mit der zu analysierenden Probe, beispielsweise Wasserprobe, Serum, Lebensmittelextrakt etc., die den entsprechenden Analyten/Antigen beinhaltet, wird das Antigen selektiv an den Fängerantikörper 5 gebunden. Zu den Antigenen zählen alle Moleküle die durch oder an einen Antikörper gebunden werden können; dies können hochmolekulare organische Verbindungen sein, wie Antikörper, aber auch Proteine, Proteinfragmente, Mikroorganismen, Tumormarker, Toxine oder niedermolekulare organische Verbindungen wie Arzneimittel, Pestizide, Antibiotika, Antimykotika oder aromatische Kohlenwasserstoffe.

Das gebundene Antigen 6 ist durch einen Detektionsantikörper 7 markiert.

Der schematische Aufbau des Systems zum Betrieb eines Biosensors basiert auf einer Antigen/Antikörper-Reaktion, die auf den Goldelektroden 3 des Biochips entsprechend **Fig 1** auslesbar ist.

Zur **elektrischen Auslesung** wird der Biochip mit einem Potentiostaten kontaktiert **Fig 2** und das zu dem eingesetzten Enzym passende Substrat z.B. p-Aminophenylphosphat über ein Fluidiksystem, **Fig 2**, zugeführt. Durch das Enzym Alkalische Phosphatase, gekoppelt an den Detektionsantikörper 7 wird das Substrat para aminophenylphosphat zu dem redoxaktiven p-Aminophenol umgesetzt. Bei einer bestimmten angelegten Spannung, wie beispielsweise 350 mV zwischen den Elektroden des Biochips unterliegt das freigesetzte p-Aminophenol einer Reduktion und anschließender Oxidation an den Kathoden und Ano-

den der Interdigitalelektroden 12 **Fig 2**, wodurch eine Änderung des Sensorsignal, als messbarer Strom im nA Bereich erzeugt wird.

Neben der beschriebenen amperometrischen Auslesemethode unter 5 konstanter Spannung kommt jedoch auch eine Detektion unter Wechselstrom bzw. mittels cyclischer Voltammetrie in Frage.

Elektrodenvorgänge an den Interdigitalelektroden bei der amperometrischen Auslesereaktion mit p-Aminophenol werden in 10 **Fig 2** gezeigt.

Zur Detektion kann auch ein anderer enzymgebundener Detektionsantikörper 7 verwendet werden. Anstelle von p-Aminophenylphosphat muss dann jedoch auch ein anderes "passendes" Substrat eingesetzt werden, welches mit dem 15 verwendeten Enzym reagiert. Weitere passende enzymgebundene Antikörper bzw. deren Substrate sind: β -Galactosidase, gekoppelt an den Detektionsantikörper und p-Aminophenyl- β -D-Galactopyranosid als Substrat.

20 Wesentliche Vorteile der Erfindung bestehen darin, dass mit Hilfe dieses beispielsweise amperometrischen Antikörper-Biochips durch entsprechende Wahl des Antikörpers eine Vielzahl von Antigenen nachgewiesen werden können.

25 Gegenüber der herkömmlichen Methoden zeichnet sich das System durch

- seine geringe Größe,
- die geringe Dauer des Tests (<10 min) und
- seine hohe Empfindlichkeit aus.

30 Aufgrund dieser Eigenschaften und der geringen Produktionskosten des Siliziumchips eignet sich das Messsystem als "Einmal-Analysesystem" für

- medizinische Diagnostik
- Lebensmittelüberwachung
- Umweltüberwachung
- Trinkwasserkontrolle

- Sicherheitstechnik (Detektion von B-Waffen wie Anthrax, Pocken)
- Drogen-/Dopingtests

5 Es ist normalerweise keine Probenvorbereitung nötig.

Durch Verwendung eines elektrischen Biochip können die Nachteile von optischen Methoden, die vor allem in dem hohen apparativen Aufwand liegen, verringert werden.

10

Messaufbau:

a) Messplatz

Einen schematischen Aufbau des Messplatzes zur Auslesung der
15 Sensorchips zeigt **Fig 3.**

b) Aufbau des Sensorchip-Systems

Eine schematische Darstellung des verwendeten Sensorchips mit Referenzelektrode 9, Steckerkontakt für Mikropotentiostaten
20 und Vergrößerung des Siliciumchips mit Interdigitalstrukturen 12 und Gegenelektrode 11 zeigt **Fig 4.**

Alternativ zur externen Referenzelektrode kann sich die Ag/AgCl-Elektrode auch auf dem Siliziumchip befinden.

25

c) Interdigitale Elektrodenstrukturen

Einen schematischen Aufbau einer Interdigital-Elektrodenstruktur zeigt **Fig 5.**

30 Am Beispiel eines Maus Immunglobulin G (IgG) als Antikörper und Anti-Maus IgG gekoppelt an Alkalische Phosphatase als Antigen 6 wurde die Funktionsfähigkeit des vorgestellten Messprinzips getestet. Dabei wurden zwei Positionen, entsprechend zweier interdigitaler Elektrodenpaarstrukturen 12, eines
35 Chips parallel beschichtet und ausgelesen. Mittels Protein A wurde Maus IgG auf der Elektrodenoberfläche als Fängerantikörper 5 gebunden. Da Anti-Maus IgG bereits enzymgebunden

ist, stellt die Antigen/Antikörper-Reaktion in diesem Fall auch gleichzeitig den Detektionsschritt dar. Anschließend wird der Chip ausgelesen. Hierfür wird der Sensor in die Flusszelle eingebaut, mit dem Multichannel Potentiostaten 5 kontaktiert und zunächst mit Puffer gespült. Nach der Zugabe von p-Aminophenylphosphat wird etwa 30 Sekunden gewartet und dann der Fluss gestoppt, **Fig 6**.

10 **Fig 6** zeigt ein Beispiel eines Sensorsignals mit positiver,
also vorhandenem Analyten, (Protein A, Maus IgG, Anti-Maus
IgG (AP)) und negativer Probe (Protein A, Maus IgG).

15 In **Fig 6** ist zu erkennen, dass bei Zugabe des Substrats p-
Aminophenylphosphat (p-APP) an beiden Positionen ein Anstieg
des Sensorsignals entsteht, obwohl nur an der Positivposition
p-Aminophenol abgespalten wird. Dies kommt dadurch, dass bei
eingeschaltetem Fluss an der Positivposition generiertes p-
Aminophenol einem aktiven Transport innerhalb der Zelle un-
terliegt. Aus diesem Grund wird zur Auswertung des Sensorsig-
nals das Verhalten der jeweiligen Positionen bei Flussstop
20 betrachtet. Im Falle einer positiven Signalantwort steigt das
Signal bei Flussstop an. Der Grund dafür liegt in der zuneh-
menden Konzentration an p-Aminophenol an der enzymbelegten
Position, welches nicht durch den Fluss abtransportiert wird.
25 Gleichzeitig wird das entstandene p-Aminophenol nicht zu der
benachbarten Negativposition transportiert, so dass dort die
Konzentration und damit auch das messbare Stromsignal bei Ab-
schalten des Flusses einbricht.

Literatur:

[I] Hintsche, R. and M. Paeschke (2000). Detektion von Molekülen und Molekülkomplexen. Patentschrift DE 19610115C2. Deutschland.

[II] Hintsche, R., M. Paeschke, et al. (1997). Microbiosensors using electrodes made in Si-technology. *Frontiers in Biosensorics 1 - Fundamental Aspects*: 267 - 283.

[III] Paeschke, M., F. Dietrich, et al. (1996). "Voltammetric Multichannel Measurements Using Silicon Fabricated Microelectrode Arrays." *Electroanalysis* 8(10): 891 - 898.

[IV] Lyon, L. A., M. D. Musick, et al. (1999). "Surface plasmon resonance of colloidal Au-modified gold films." Sensors and Actuators B **54**: 118 - 124.

[V] Schindler, F. (1992). "Real-Time BIA." BioTec 1: 36-43.

[VI] Uttenhaller, E., C. Kößlinger, et al. (1998). Quartz crystal biosensor for the detection of the African Swine Fever disease.

Patentansprüche

1. Biosensor zur Detektion eines Antigenes (6) mittels einer Antigen/Antikörper-Kopplung, der aus folgenden Elementen
5 besteht:

- einem Siliziumsubstrat (2),
- mindestens einer auf dem Siliziumsubstrat (2) aufgebrachten interdigitalen Elektrodenpaarstruktur (12) mit einer Beabstandung der Elektrodenpaare (13) von maximal 1,0 µm,
- 10 - einer auf dem Siliziumsubstrat (2) aufgebrachten Gegenelektrode (11),
- einer Referenzelektrode (9),
- einer zumindest die interdigitale Elektrodenstruktur (12) überdeckende ersten Schicht aus Protein (4),
- 15 - einer über der ersten Schicht aufgebrachten selektiven zweiten Proteinschicht die einen entsprechend dem zu detektierenden Antigen (6), ausgewählten Fängerantikörper (5) enthält (mit dem das Antigen koppeln kann),
- wobei ein Sensorsignal an der interdigitalen Elektrodenstruktur (12) auslesbar ist, wenn aus einer mit dem Biosensor
20 in Kontakt stehenden zu analysierenden Probe das Antigen (6) an den Fängerantikörper (5) gekoppelt ist und mittels eines enzymmarkierten ebenfalls mit dem Antigen (6) gekoppelten Detektionsantikörpers (7) eine enzymatische Freisetzung eines
25 redoxreaktiven Moleküls an der Sensoroberfläche (1) erfolgt.

2. Biosensor nach Anspruch 1, bei dem die erste Proteinschicht aus den Proteinen A, G oder G' besteht.

30 3. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem zur Selektivitätssteigerung der zweiten Schicht die Fängerantikörper (5) eine gerichtete Bindung zum Protein (4) der ersten Schicht aufweisen.

35 4. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem anstelle der amperometrischen Auslesung mittels Redoxrecyc-

ling eine Signaldetektion unter Wechselstrom oder cyclischer Voltammetrie erfolgt.

5. Biosensor nach einem der Ansprüche 1 oder 2, der zur Aus-
5 lesung des Sensorsignales mit einem Potentiostaten gekoppelt
ist.

10 6. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem
die zu analysierende Probe als Fluid an der Oberfläche (1)
des Biosensors über ein Flussystem bereitgestellt ist.

15 7. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem
interdigitale Elektrodenstrukturen (12) und Gegenelektrode
(11) aus Gold bestehen.

8. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem
die Referenzelektrode eine Ag/AgCl - Referenz darstellt.

20 9. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem
die Referenzelektrode auf dem eine Referenzelektrode (9) auf
dem Biosensor integriert ist.

10. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei
dem das Antigen (6) gleichzeitig ein Allergen ist.

25

11. Biosensor nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei
dem das Antigen (6) ein Protein, ein Polypeptid oder Oligo-
peptid ist.

30

12. Biosensor .nach einem der Ansprüche 1 bis 10, bei dem das
Antigen ein Mikroorganismus wie ein Bakterium oder ein Virus
ist.

35 13. Biosensor nach einem der Ansprüche 1 bis 11, bei dem das
Antigen eine organische Verbindung wie ein Toxin, Arzneimit-

tel, Pestizid, Anthrax, Antibiotikum oder aromatischer Kohlenwasserstoff ist.

14. Verfahren zum Betrieb eines Biosensors zur Detektion eines Antigenes (6) mittels einer Antigen/Antikörper-Kopplung, das folgende Schritte aufweist:

- Beschichtung eines auf einem Siliziumchip aufgebauten Biosensors mit einer Proteinbasisbeschichtung mit einem Protein A, G oder G' bei gleichzeitiger Überdeckung von interdigitalen Elektrodenpaarstrukturen (12) auf der Oberfläche des Siliziumships,

- Herstellung einer weiteren Schicht auf der Proteinbasisbeschichtung welche einen Fängerantikörper (5) enthält, welcher derart ausgewählt ist, dass dieser mit dem gesuchten Antigen (6) koppeln kann,

- Kontaktierung der Sensoroberfläche (1) mit einem zu analysierenden Fluid, wobei ein im Fluid enthaltenes Antigen selektiv an den Antikörper der obersten Schicht gebunden werden kann,

- Markierung des Antigenes (6) durch einen Detektionsantikörpers (7), der mit einem Enzym gekoppelt ist und der gleichzeitig mit dem Antigen (6) koppelt,

- Auslesung eines Sensorsignales mittels eines Potentiostaten durch Redoxrecycling, wobei der enzymgebundene Detektionsantikörper (7) eine enzymatische Freisetzung eines redoxreaktiven Moleküls an der Sensoroberfläche bewirkt und sich Gegenelektrode und Referenzelektrode im gleichen Flussystem wie die Sensoroberfläche befinden.

FIG 1

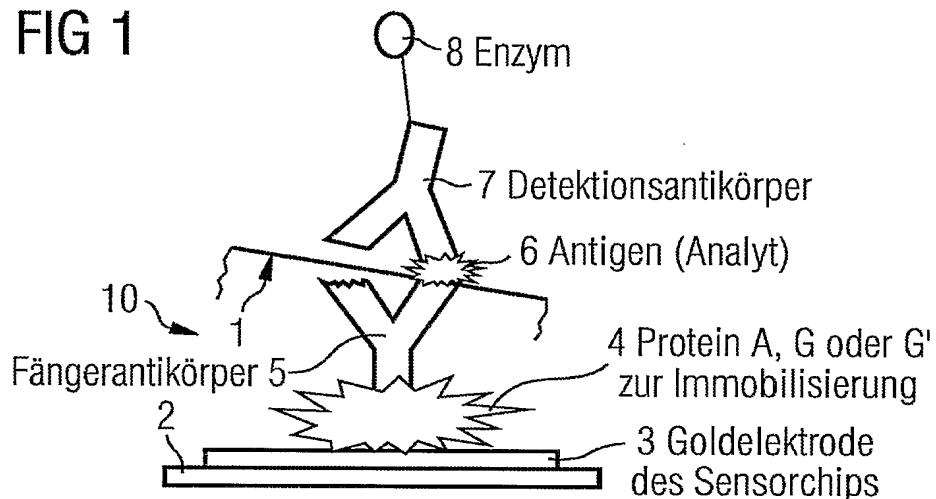
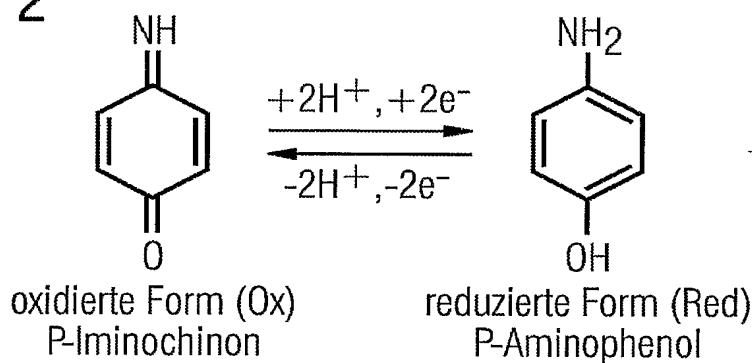


FIG 2



Elektrodenvorgänge:

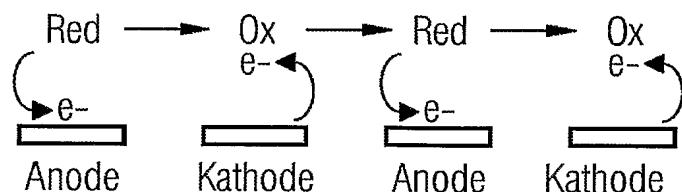


FIG 3

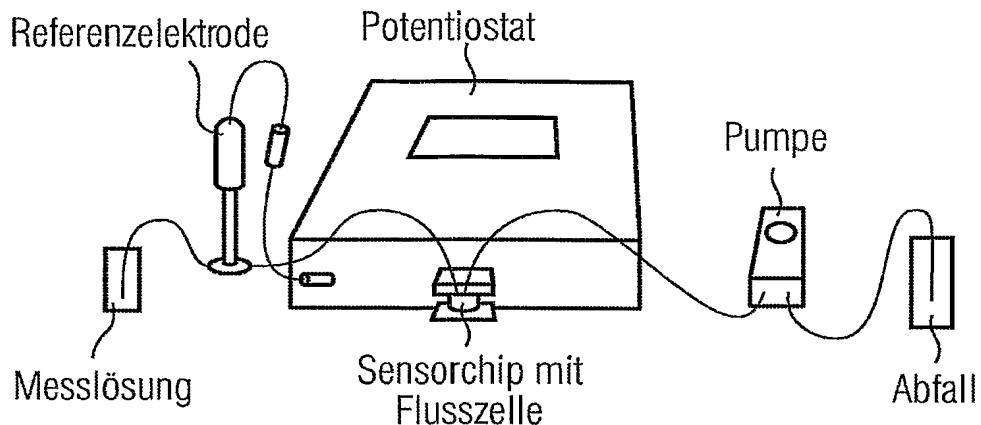


FIG 4

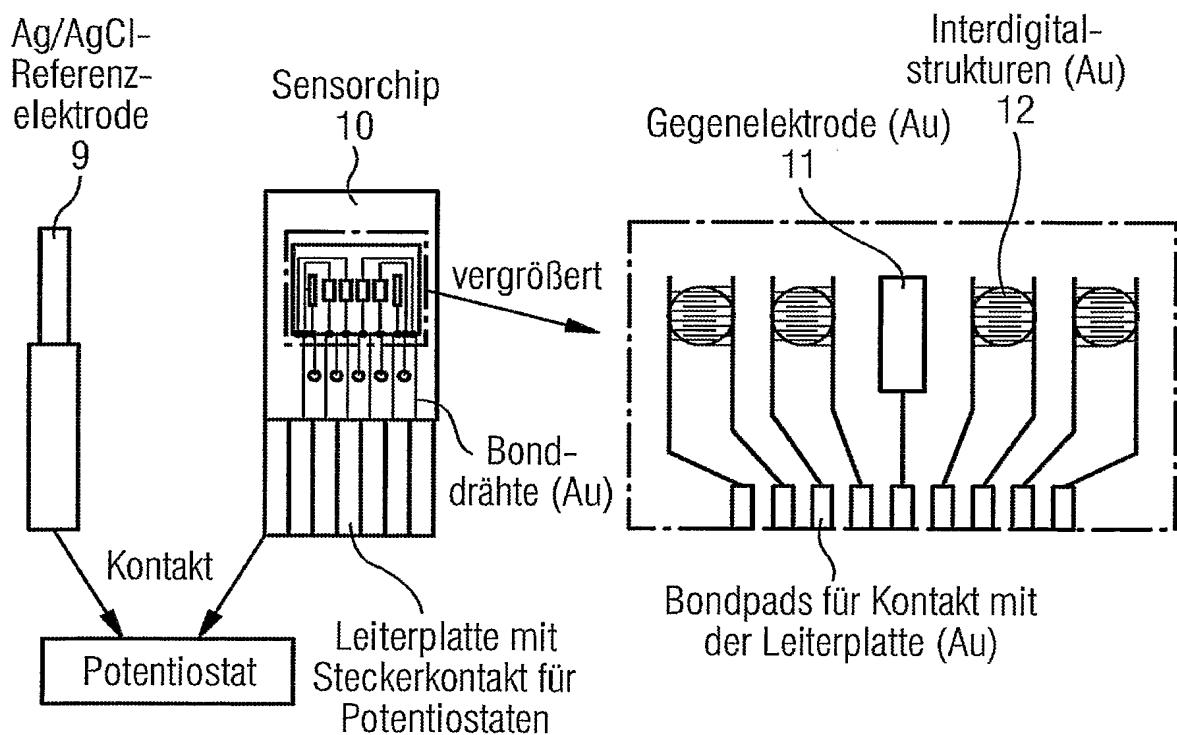


FIG 5

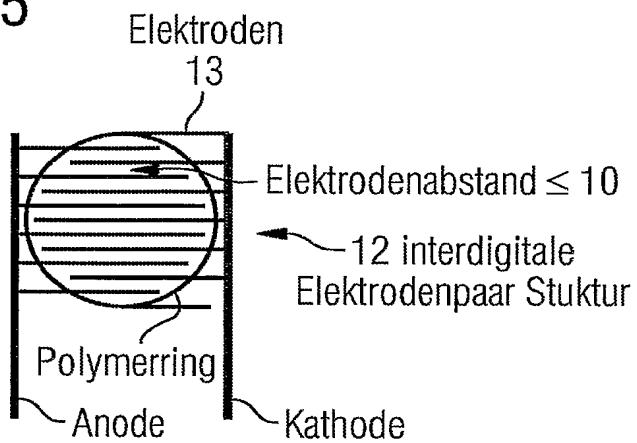


FIG 6

